

BSEN-5-20765

DELPHION

Select CR

Stop Tracking

RESEARCH

PRODUCTS

INSIDE DELPHION

Log Out Work Files Saved Searches

My Account

Search: Quick/Number Boolean Advanced Derwent

Help

## The Delphion Integrated View

Get Now: ☒ PDF | More choices...

Tools: Annotate | Add to Work File: Create new Work File Add

View: INPADOC | Jump to: Top Go to: Derwent

Email this to a friend

Title: JP10286221A2: SHAPE DETECTING DEVICE FOR ENDOSCOPE

Derwent Title: Endoscope shape detector - has detecting unit provided with signal-processing circuit which generates video signal of endoscope insertion-part shape [\[Derwent Record\]](#)

Country: JP Japan

Kind: A (See also: JP03684025B2 )

Inventor: MICHIGUCHI NOBUYUKI;

Assignee: OLYMPUS OPTICAL CO LTD  
[News, Profiles, Stocks and More about this company](#)

Published / Filed: 1998-10-27 / 1997-04-14

Application Number: JP1997000096119

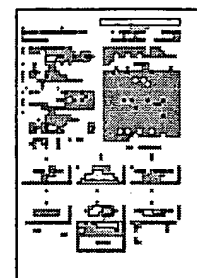
IPC Code: A61B 1/00; G02B 23/26; H04N 7/18;

Priority Number: 1997-04-14 JP1997000096119

Abstract: PROBLEM TO BE SOLVED: To provide a shape detecting device for an endoscope by which the shape of an endoscope inserted part can be easily detected without enlarging the outside diameter of the endoscope inserting part.

SOLUTION: A controller 16 is provided with a signal processing circuit 31, a pulse generating circuit 32, laser devices 33a and 33b, beam splitters 34a and 34b, APDs 35a and 35b, amplifiers 36a and 36b, and a connector 18 to which an optical fiber cable 15 is connected. The pulse beams irradiated from the laser devices 33a, 33b pass through the beam splitters 34a, 34b and are optically transmitted and incident on the end surfaces of optical fibers 21, 22. Backwardly scattered light rays generated by the optical fibers 21, 22 are incident on the APDs 35a and 35b, and the electric signals amplified by amplifiers 36a, 36b are arithmetically processed by the signal processing circuit 31, so that the bending angle and bending direction of the inserted part can be obtained, and also the image signal of the curved shape of the inserted part is produced.

COPYRIGHT: (C)1998,JPO



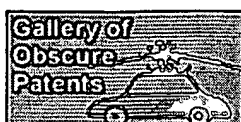
View Image

1 page

INPADOC Legal Status: None Get Now: [Family Legal Status Report](#)

Family: Show 2 known family members

Other Abstract Info: DERABS G99-017121 DERG99-017121

[Nominate this for the Gallery...](#)

BEST AVAILABLE COPY

**THIS PAGE BLANK (USPTO)**

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平10-286221

(43)公開日 平成10年(1998)10月27日

(51)Int.Cl.<sup>5</sup>

識別記号

F I

A 6 1 B 1/00

3 1 0

A 6 1 B 1/00

3 1 0 G

G 0 2 B 23/26

G 0 2 B 23/26

D

H 0 4 N 7/18

H 0 4 N 7/18

M

審査請求 未請求 請求項の数 1 O L (全 11 頁)

(21)出願番号

特願平9-96119

(22)出願日

平成9年(1997)4月14日

(71)出願人 000000376

オリンパス光学工業株式会社

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

(72)発明者 道口 信行

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ

ンパス光学工業株式会社内

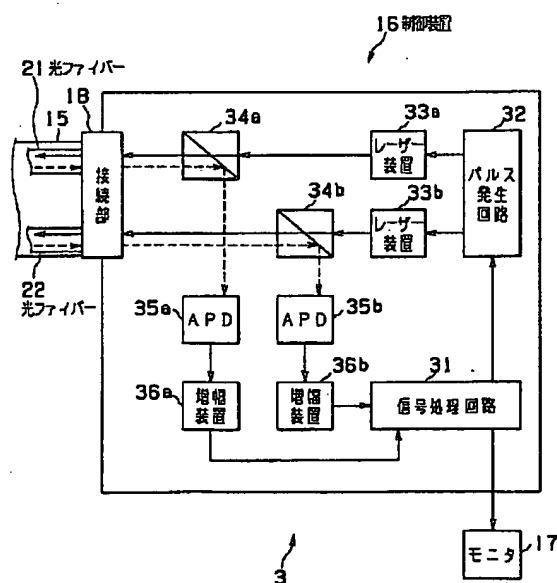
(74)代理人 弁理士 伊藤 進

(54)【発明の名称】 内視鏡形状検出装置

(57)【要約】

【課題】内視鏡挿入部の外径寸法を太径にすることなく、内視鏡挿入部の形状を容易に検出することが可能な内視鏡形状検出装置を提供すること。

【解決手段】制御装置16は、信号処理回路31と、パルス発生回路32と、レーザー装置33a、33bと、ビームスプリッター34a、34bと、APD35a、35bと、増幅装置36a、36b及び光ファイバケーブル15が接続される接続部18とを備えて構成されている。レーザー装置33a、33bから照射されたパルス光は、ビームスプリッター34a、34bを通過して光ファイバ21、22の端面に光学的に入射して伝搬していく。APD35a、35bには、光ファイバ21、22で発生した後方向散乱光が入射し、信号処理回路31で、増幅装置36a、36bで増幅された電気信号を演算処理して挿入部7の曲げ角や曲げ方向を求めると共に、挿入部7の湾曲形状の映像信号を生成する。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 曲がり角度検出部を複数設けた光ファイバーと、

この光ファイバーを内視鏡挿入部内に長手方向に沿わせて配置した内視鏡と、

前記光ファイバーにパルス光を供給するパルス光照射手段と、

前記光ファイバーに入射した前記パルス光照射手段からのパルス光によって、前記光ファイバーの任意の位置で発生した後方向散乱光を検出する光検出手段と、

この光検出手段で検出した後方向散乱光の強度から前記光ファイバーに設けた曲がり角度検出部における曲がり方向及び曲がり角を演算処理すると共に、内視鏡挿入部形状を映像信号に生成する信号処理手段と、

を具備することを特徴とする内視鏡形状検出装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、内視鏡挿入部の被検部内での形状を検出する内視鏡形状検出装置に関する。

【0002】

【従来の技術】近年、内視鏡は医療用分野及び工業用分野で広く用いられるようになった。特に、医療用分野で使用される挿入部が軟性の内視鏡では、この挿入部を屈曲した体腔内に口や肛門などから挿入することにより、切開することなく体腔内深部の臓器を診断したり、必要に応じて内視鏡に設けた管路チャンネル内に処置具を挿通してポリプ等を切除するなどの治療処置を行うことができる。

【0003】例えば内視鏡を肛門側から挿入して下部消化管内を検査する場合、屈曲した体腔内に挿入部を円滑に挿入するためにはある程度の熟練を要する。つまり、内視鏡の挿入作業を行う場合、体腔内の屈曲に応じて挿入部に設けた湾曲部を湾曲させる等の作業を円滑に行って挿入する必要がある、そのためには挿入部の先端位置等が、体腔内のどこに位置しているなど、現在の内視鏡挿入部の湾曲状態等を知ることができると便利である。

【0004】そこで、挿入部にX線不透過部を形成し、X線を照射することによって、X線不透過部を検出して挿入部の先端位置や挿入部の湾曲状態を観察することが考えられている。

【0005】しかし、X線を照射するための装置は大型である。すなわち、X線を照射するための装置を検査室に設けるためには検査室が十分に広くなければならない。また、術者は、内視鏡検査の際に、内視鏡の操作のほかに、X線を照射する操作を行わなければならないので、術者にかかる負担が大きくなると共に、頻繁にX線照射を行うと被爆量が増大して患者のみならず術者に対しても有害になるおそれがある。

【0006】このため、特開平5-91972号公報に

は内視鏡の挿入部の湾曲状態を表示する湾曲表示装置が開示されている。この湾曲表示装置は、第1の光ファイバーと第2の光ファイバーとを可撓性部材に沿って配置し、光源からの光を前記第1の光ファイバー及び第2の光ファイバーの各入り口から導入したときに、導入された光を前記第1の光ファイバー及び第2の光ファイバーの出口において光検出器で電気信号に変換するように構成してあると共に、前記第1の光ファイバーは複数の光ファイバー対で構成し、さらに各光ファイバー対は2本の光ファイバーエレメントで構成してあり、前記光ファイバーエレメントには異なる対では互いに異なる位置になるように同じ対ではほぼ同じ位置になるように接続部を形成してあり、前記光ファイバー対は、前記光ファイバーエレメントに設けた各接続部が、互いに直交する2方向の軸線傾斜角に応じた開き角を形成するように配置してあり、前記電気信号を用いて前記各接続部での前記光ファイバーエレメントの軸線傾斜角を演算部で算定することによって、前記可撓性部材の湾曲状態をモニターに表示できるように構成している。

【0007】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、前記特開平5-91972号公報に示されている湾曲表示装置では例えば、挿入部のn箇所の湾曲情報を得ようとする場合には、n対の光ファイバーを設ける必要であると共に、各光ファイバーを往復させる必要があるため、内視鏡挿入部内に最低(4Xn)本の光ファイバーを設けなければならない。

【0008】また、内視鏡の挿入部の湾曲状態をより精度良く得るためには、より多くの点で湾曲情報を得る必要があるため、精度の高い湾曲測定を行うために測定箇所を多くすると、このことに伴って光ファイバーの本数が多くなり、内視鏡挿入部外径寸法が太径になるという問題がある。

【0009】本発明は上記事情に鑑みてなされたものであり、内視鏡挿入部の外径寸法を太径にすることなく、内視鏡挿入部の形状を容易に検出することが可能な内視鏡形状検出装置を提供することを目的にしている。

【0010】

【課題を解決するための手段】本発明の内視鏡形状検出装置は、曲がり角度検出部を複数設けた光ファイバーと、この光ファイバーを内視鏡挿入部内に長手方向に沿わせて配置した内視鏡と、前記光ファイバーにパルス光を供給するパルス光照射手段と、前記光ファイバーに入射した前記パルス光照射手段からのパルス光によって、前記光ファイバーの任意の位置で発生した後方向散乱光を検出する光検出手段と、この光検出手段で検出した後方向散乱光の強度から前記光ファイバーに設けた曲がり角度検出部における曲がり方向及び曲がり角を演算処理すると共に、内視鏡挿入部形状を映像信号に生成する信号処理手段とを具備している。

【0011】この構成によれば、内視鏡の挿入部に設けた光ファイバーに送り込まれたパルス光に対する、光ファイバーの任意の位置からの後方向散乱光を光検出手段で検出し、信号処理手段で前記光検出手段で検出した後方向散乱光の強度から曲がり角検出部における曲がり角度及び曲がり方向が算出されると共に映像信号が生成される。

【0012】

【発明の実施の形態】以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。図1ないし図6は本発明の第1実施形態に係り、図1は内視鏡形状検出装置の概略構成を示す説明図、図2は内視鏡の挿入部の断面図、図3は挿入部内に配置されている光ファイバーの概略構成を示す説明図、図4は形状検出制御装置の構成を示すブロック図、図5は形状検出制御装置の動作を説明する流れ図、図6は角度検出部における曲がり状態と光損失との関係を示す図である。

【0013】図1に示すように本実施形態の内視鏡形状検出装置1は、体腔内に挿入され術部を視察及び処置する内視鏡2と、この内視鏡2と共に使用されて体腔内に挿入されている内視鏡挿入部の位置及び内視鏡挿入部の湾曲形状を検出する形状検出制御装置3とで主に構成されている。

【0014】本実施形態の内視鏡形状検出装置1においては、内視鏡検査用ベッド4のベッド4a上に横たわっている患者5の体腔内に、例えば肛門から、前記内視鏡2の挿入部7が挿入されている。

【0015】前記内視鏡2の操作部8の一側面部からはユニバーサルケーブル9が延出しており、このユニバーサルケーブル9はビデオプロセッサ10に接続されている。このビデオプロセッサ10には、内視鏡に視察用照明光を供給する光源部（不図示）及び内視鏡の先端部などに設けられているCCDなどの撮像素子で光電変換された電気信号を映像信号に処理する信号処理部（不図示）が内蔵されている。

【0016】光源部からの照明光は、内視鏡2内を挿通しているライトガイドを介して挿入部7の先端面に設けられている照明窓まで伝送されて、この照明窓から体腔内に照射される。そして、この照明光によって照射された体腔内臓器等の術部は、挿入部7の先端面に設けられている視察窓に取り付けられている対物光学系により、対物光学系の焦点面に配置されている撮像素子の撮像面に結像して電気信号に光電変換される。この撮像素子で光電変換された電気信号は、信号線を介してビデオプロセッサ10内の信号処理部に伝送されて、標準的な映像信号に生成されてカラーモニター11に出力される。このことにより、カラーモニター11の画面上に術部の内視鏡像が表示される。

【0017】また、前記内視鏡2の操作部8の他側面部からは前記形状検出制御装置3に接続される光ファイバ

ーケーブル15が延出している。この光ファイバーケーブル15の内部には後述する光ファイバが挿通されている。なお、前記内視鏡挿入部の位置及び形状を検出するための形状検出制御装置3は、後述する制御装置16とモニター17とから構成され、前記光ファイバーケーブル15の基端部が接続部18に着脱自在な構成になっている。

【0018】図2(a)に示すように内視鏡2の挿入部7の内周面には長手方向に延びる第1の光ファイバー21及び第2の光ファイバー22が配置されている。この光ファイバー21、22は、挿入部先端から挿入部7内を通して操作部8まで導かれ、光ファイバーケーブル15内を通して光ファイバーケーブル15の基端部まで延出している。

【0019】図2(b)に示すように前記第1の光ファイバー21と第2の光ファイバー22との配置位置関係は、挿入部7内部で90度位置ずれした位置関係となるように配置されている。

【0020】図3(a)及び図3(b)に示すように前記挿入部7内に配置されている第1の光ファイバー21には曲がり角度検出部25が複数、任意の間隔（例えば等間隔など）で設けられている。

【0021】図3(c)に示すようにこの曲がり角度検出部25の内部には、3つの光ファイバー止め部26が配置されており、前記3つの光ファイバー止め部26に対して前記第1の光ファイバー21を引っかけて配置することによって、前記光ファイバー21が紙面で示す上下方向にだけ曲がって、紙面に直交する方向に対して曲がらない構成になっている。

【0022】すなわち、前記第1の光ファイバー21に対して紙面上下方向からの外力が加わった場合、この第1の光ファイバー21は曲がり角度検出部25内で上下方向に湾曲するが、紙面に直交する方向から外力が加わった場合には曲がり角度検出部25内でこの第1の光ファイバー21は湾曲しないようになっている。

【0023】なお、前記第2の光ファイバー22についても上述した第1の光ファイバー21と同様に複数の曲がり角度検出部25が任意の間隔で設けられている。また、前記第1の光ファイバー21に設けられている曲がり角度検出部25と第2の光ファイバー22に設けられている曲がり角度検出部25とが対になるように構成している。このため、第1の光ファイバー21及び第2の光ファイバー22に対で設けられている角度検出部25を、挿入部7内の略同位置に配置しさせて、この曲がり角度検出部25における光ファイバー21、22の上下方向及び左右方向の湾曲状態を検出するようになっている。すなわち、前記曲がり角度検出部25に配置されている第1の光ファイバー21と前記第2の光ファイバー22との曲がる方向が90度異なった向きになっている。

【0024】図4に示すように形状検出制御装置3は、制御装置16と表示手段であるモニター17とで構成されている。前記制御装置16は、映像信号を生成する信号処理手段である信号処理回路31と、パルス発生手段であるパルス発生回路32と、パルス光照射手段であるレーザー装置33a、33bと、光方向性結合手段であるビームスプリッター34a、34bと、光検出手段であるアバランシェフォトダイオード（以下APDと略記する）35a、35bと、このAPD35a、35bで検出した信号を増幅する増幅手段であるオペアンプなどの増幅装置36a、36b及び光ファイバーケーブル15の基端部が着脱自在に接続される接続部18とを備えて主に構成されている。

【0025】前記レーザー装置33a、33bには例えば半導体レーザが備えられており、この半導体レーザからは、前記パルス発生回路32からの出力信号を受けてパルス光が照射されるようになっている。前記レーザー装置33a、33bから照射されたパルス光は、ビームスプリッター34a、34bを通過して接続部18に接続されている光ファイバーケーブル15内に配設されている第1の光ファイバー21及び第2の光ファイバー22の端面に光学的に入射して光ファイバー21、22内を伝搬していく。

【0026】なお、前記第1光ファイバー21及び第2の光ファイバー22はそれぞれシングルモードファイバーが望ましく、この光ファイバー21、22に入射したパルス光は光ファイバー内を伝搬して、第1及び第2の光ファイバー21、22の長さ方向のいずれの位置からもレーリー散乱光を全方向に対して発生させる。そして、本発明では、必要なレーリー散乱光を、光ファイバー21、22内を伝搬されてパルス光入射端に戻ってくる後方レーリー散乱光である後方向散乱光としている。このため、本実施形態においては前記第1の光ファイバー21及び第2の光ファイバー22を挿入部内で往復させる必要はないので、1本ずつの配置になっている。

【0027】前記APD35a、35bは、ビームスプリッター34a、34bの反射位置に配置されており、光ファイバーケーブル15で発生した後方向散乱光がビームスプリッター34a、34bで反射してこのAPD35a、35bに入射するようになっている。

【0028】前記増幅装置36a、36bは、APD35a、35bに入射した後方向散乱光によって得られる電気信号を増幅するものであり、増幅した電気信号を信号処理回路31に出力するようになっている。

【0029】信号処理回路31は、前記増幅装置36a、36bからの電気信号を受けて、後方向散乱光の強度を演算処理すると共に、内視鏡2の挿入部7の湾曲形状の映像信号を生成する。この信号処理回路31で生成された映像信号は、信号処理回路31に接続されているモニター17に出力されて、モニター画面上に挿入部7

の湾曲形状が表示されるようになっている。

【0030】図5を参照して上述のように構成した形状検出制御装置3の動作を説明する。ステップS1に示すように内視鏡2の挿入部7を体腔内に挿入していく。このとき、前記光ファイバーケーブル15に内蔵されている第1の光ファイバー21及び第2の光ファイバー22にレーザー装置33a、33bからのパルス光を供給している。

【0031】ステップS2に示すように前記挿入部7が体腔内に挿入されると、体腔内の屈曲した形状にならって挿入部7が湾曲する。そして、ステップS3に示すように挿入部7内に配設されている第1の光ファイバ21及び第2の光ファイバー22も前記挿入部7の湾曲に応じて曲がる。このため、ステップS4に示すように前記第1の光ファイバー21及び第2の光ファイバー22が曲がることによって、この光ファイバー21、22の曲がった位置で曲げ損失が生じて後方向散乱光の強度が変化する。

【0032】一方、ステップS5に示すようにAPD35a、35bでは、ビームスプリッター34a、34bで一端反射してから入射される第1の光ファイバー21及び第2の光ファイバー22からの後方向散乱光の強度が測定されている。つまり、ステップS6に示すように後方向散乱光の強度の違いによって起こる電気信号を信号処理回路31に供給して角度検出部25における曲げ角や曲げ方向を演算処理すると共に、ステップS7に示すように挿入部7の湾曲形状の映像信号を生成する。この信号処理回路31で生成された映像信号は、モニター17に出力されてモニター画面上に内視鏡挿入部の湾曲形状として描出される。

【0033】図6(a)－(I)に示すように内視鏡2の挿入部7が体腔内に挿入されて紙面上の例えば上方向に曲げられたとき、曲がり角度検出部25における第1の光ファイバ21は上方向に移動する。このときの曲げ角度 $\theta$ を $\theta = \theta (+)$ と定義する。また、図6(a)－(III)に示すように内視鏡2の挿入部7が体腔内に挿入されて紙面上の例えば下方向に曲げられたとき、曲がり角度検出部25における第1の光ファイバ21は下方向に移動する。このときの曲げ角度 $\theta$ を $\theta = \theta (-)$ と定義する。また、図6(a)－(II)に示すように第1の光ファイバ21が曲がり角度検出部25において曲がっていない状態のとき、曲げ角度 $\theta$ を $\theta = \theta (0)$ と定義する。

【0034】また、図6(a)－(I)～(III)に示したそれぞれの曲げ角度に対応する光損失は図6(b)に示すとおりであり、同図に示すように曲げ角度 $\theta$ が $\theta = \theta (+)$ のときグラフIに示すとおり光損失がA1であり、 $\theta = \theta (0)$ のときグラフIIに示すとおり光損失がA2であり、 $\theta = \theta (-)$ のときグラフIIIに示すとおり光損失がA3になっている。

【0035】ここで、後方向散乱光の強度から、内視鏡2の挿入部7の任意の位置における曲がり角度、つまり第1の光ファイバー21及び第2の光ファイバー22の各位置（任意の曲がり角度検出部25）における曲がり角度を算出する原理を簡単に説明する。

【0036】まず、光ファイバーの曲げ損失について説明する。光ファイバーに曲げ（マイクロベンド）が生じると、光ファイバー内を伝搬している一部の光が光ファイバー外部に放出されることによって光損失が生じる。このとき生じる光損失量は、曲げ強度（曲げ角）に比例する。つまり、曲げ角度の値を得たい位置での光損失量を測定することができれば、逆に光ファイバーの曲げ角度を算出（検出）することが可能になる。

【0037】このため、光学時間領域反射率計（OTDRと略記する）を用いた測定法を利用する。前記OTDRを用いた測定法は、光ファイバーの一端面からパルス光を入射させ、このパルス光を入射させた一端面であるパルス光入射端に戻ってくる光（この光が後方向散乱光である）を計測する測定法である。前記後方向散乱光は、光ファイバー内を伝搬されてくるため、光ファイバーの各位置における光損失量が反映されている。したがって、後方向散乱光の強度を光ファイバー全長にわたって測定することにより、各位置での相対的な損失量を得ることができる。尚、OTDRによる測定法は公知の技術であり、田幸敏治・本田辰篤編による「光測定器ガイド」（オプトロニクス社）のp97～98に記載されている。

【0038】つまり、本発明では、内視鏡の湾曲形状を求める際、OTDRによって行う。このため、任意の曲がり角度検出部25における各光ファイバー21、22の曲げ角度を得るために、間接的に各光ファイバー21、22の各角度検出部25の位置での光ファイバー21、22の光損失量を予め測定している。前記OTDRにより、後方向散乱光強度を得ることによって、この値からその位置での光損失量を換算することができるため、この光損失量から各位置での光ファイバーの曲げ角度が換算される。なお、ここでいう、各位置での光損失量とは、各位置での相対的な光の損失量である。

【0039】次に、前記図6を用いて後方向散乱光の強度測定によって、第1の光ファイバー21及び第2の光ファイバー22に複数設けられている曲がり角度検出部25における曲がり方向及び曲がり角度の算出方法を具体的に説明する。

【0040】図6（b）に示すように第1の光ファイバー21のある曲がり角度検出部25近傍の後方向散乱光測定により光損失を得る場合、前記第1の光ファイバー21は、光ファイバー止め部26によって曲げられているため、たとえ挿入部7が直線状態であっても曲がり角度検出部25において曲げ損失が生じている。

【0041】また、図6（a）の（I）または（III）

に示すように、第1の光ファイバー21に加わる外力の方向が異なることによって、光ファイバー止め部26近傍での光ファイバー21の曲げ状態が変化する。つまり、図6（a）の（I）に示す曲げ状態では曲げ角度 $\theta$ が $\theta$ （+）となり、図6（a）の（III）に示す曲げ状態では $\theta$ （-）となる。

【0042】したがって、図6（a）－（I）～（II）に示す各曲げ状態（曲げ角度 $\theta$ ）によって、図6（b）－（I）～（III）に示すグラフのような光損失A1、A2、A3が得られる。つまり、第1の光ファイバー21の曲げ角度 $\theta$ と光損失とが対応することから、光損失を算出することによって曲げ方向及び曲げ角度が得られる。

【0043】上述のように構成した内視鏡形状検出装置1の作用を説明する。まず、パルス発生回路32からレーザー装置33a、33bへパルス光を出射させるための信号が出力される。すると、このレーザー装置33a、33bから接続部18に接続されている光ファイバーケーブル15内に設けられている第1の光ファイバー21及び第2の光ファイバー22のレーザー光入射端面に向けてレーザーパルス光が出射される。

【0044】前記レーザー装置33a、33bから光ファイバー21、22に向けて出射された実線に示すそれぞれのパルス光は、ビームスプリッター34a、34bを通過して、第1の光ファイバー21及び第2の光ファイバー22に入射して先端方向に伝搬されていく。

【0045】次に、前記第1の光ファイバー21及び第2の光ファイバー22の前記レーザー光入射端面に後方向散乱光が戻ってくる。このレーザー光入射端面側に戻ってくる破線に示す後方向散乱光は、ビームスプリッター34a、34bで反射されてAPD35a、35bに入射して、この入射した後方向散乱光強度に比例した電気信号に変換される。これらAPD35a、35bで変換された電気信号は、増幅装置36a、36bで増幅された後、信号処理回路31に出力される。

【0046】前記増幅装置36a、36bからの電気信号を受けた信号処理回路31では、第1の光ファイバー21及び第2の光ファイバー22にそれぞれ設けられている曲がり角度検出部25の各位置における曲がり方向及び曲がり角度を算出するため、後方向散乱光の強度を算出する。そして、後方向散乱光の強度値から挿入部7の全長にわたる曲がり角度検出部25における曲がり方向及び曲がり角度を求めると共に、この値から挿入部7の3次元的な湾曲形状を映像信号として生成する。

【0047】そして、前記信号処理回路31で生成した映像信号をモニター17に出力して挿入部7の湾曲形状をモニター17画面上に表示する。

【0048】このように、内視鏡の挿入部内に長手方向に向かって第1の光ファイバー及び第2の光ファイバーを配設し、これら第1の光ファイバー及び第2の光フ

イバーにパルス光を伝搬させ、挿入部全長にわたる後方向散乱光の測定を行い、曲がり角度検出部のそれぞれの位置における光損失量を算出することによって、各曲がり角度検出部における曲がり方向及び曲がり角度を得ることができる。このことによって、前記各曲がり角度検出部における曲がり方向及び曲がり角度を基に映像信号が生成されるので、この映像信号をモニタ画面上に表示することで挿入部の湾曲形状を目視で確認しながら内視鏡の挿入操作を行える。

【0049】また、内視鏡の挿入部内に配設した第1の光ファイバー及び第2の光ファイバーにパルス光を伝搬させたとき発生する後方向散乱光の強度を測定することによって、内視鏡内で第1の光ファイバー及び第2の光ファイバーを往復させる必要がないので、内視鏡の挿入部を太径にすることなく、内視鏡挿入部の湾曲形状を検出することができる。

【0050】なお、本実施形態の構成では、接続部18に接続されている光ファイバーケーブル15内に配設されている第1の光ファイバー21及び第2の光ファイバー22の端面にパルス光を光学的に入射させると共に、前記第1の光ファイバー21及び第2の光ファイバー22からの後方向散乱光を電気信号に変換するための半導体レーザ、ビームスプリッター、APD及び増幅装置をそれぞれ2つつづけて設けているが、光路中に回転式ミラーなどの光切替手段を配設することによって、前記半導体レーザ、ビームスプリッター、APD及び増幅装置を1つで構成することも可能になる。

【0051】また、本実施形態では前記第1の光ファイバー及び第2の光ファイバーを内視鏡挿入部内に配設して、内視鏡挿入部の3次元的な湾曲形状を求めているが、2本以上の光ファイバーを挿入部内に配設して3次元的な湾曲形状を得るようにしてもよい。

【0052】図7ないし図9は本発明の第2実施形態に係り、図7は内視鏡の概略構成を示す説明図及び内視鏡挿入部の長手方向断面図、図8は内視鏡形状検出プローブの構成を示す正面及び長手方向断面図、図9は内視鏡の管路チャンネル内に内視鏡形状検出プローブが挿入されている状態を示す断面図である。なお、本実施形態において前記第1実施形態と同様の構成については同一符号を付して詳細な説明を省略する。

【0053】図7に示すように本実施形態の内視鏡40は、前記第1実施形態の内視鏡2と以下の2点が異なる。すなわち、本実施形態の内視鏡40は、処置具挿通用チャンネルなどの管路チャンネル41を有している。そして、本実施形態の内視鏡40では光ファイバーケーブル15を設ける代わりに、操作部8に前記管路チャンネル41に連通する連通口41aを設けている。そして、前記管路チャンネル41に後述する内視鏡形状検出プローブ42を挿通する。なお、前記管路チャンネル41は挿入部7の先端部に設けられている開口41bに連

通している。

【0054】図8(a)、(b)に示すように内視鏡形状検出プローブ42には第1の光ファイバー21及び第2の光ファイバー22が配設されている。また、前記第1の光ファイバー21及び第2の光ファイバー22には曲がり角度検出部25が任意の間隔で複数、設けられている。

【0055】前記内視鏡形状検出プローブ42の外径寸法は、内視鏡40に設けられている管路チャンネル41の内径寸法より細径に設定されている。また、図示しないが、内視鏡形状検出プローブ42の一端部は、制御装置16の接続部18に接続され、他端部は管路チャンネル41の挿入部7先端部付近まで挿入される。すなわち、前記内視鏡40と前記内視鏡形状検出プローブ42とは別体であり、前記内視鏡形状検出プローブ42が管路チャンネル41に対して挿抜自在である。つまり、図9に示すように内視鏡形状検出プローブ42は、内視鏡40の管路チャンネル41内に挿通して使用されるようになっている。

【0056】このように、内視鏡に設けた管路チャンネルに対して挿抜自在な内視鏡形状検出プローブを構成し、この内視鏡形状検出プローブを管路チャンネルを有する通常の内視鏡に配設することによって、内視鏡挿入部の湾曲形状を前記内視鏡形状検出プローブを用いて容易に検出することができる。このことにより、管路チャンネルを有する内視鏡の外径寸法を太径にすることなく、内視鏡挿入部の湾曲形状を容易に確認することが可能になる。その他の作用及び効果は前記第1実施形態と同様である。

【0057】図10は本発明の第3実施形態にかかる光ファイバーの構成を示す説明図である。

【0058】図に示すように本実施形態においては、光ファイバー50に内視鏡の湾曲形状を検出する一対で構成した角度検出部51a、51bを複数箇所に設けている。前記角度検出部51a、51bのそれぞれの構成は、前記図3(c)で示した角度検出部25の構成と同様であり、曲がり角度検出部51a、51bの内部において光ファイバー50が一方方向にだけ曲がるようになっている。

【0059】また、図10に示すように一対で構成されている曲がり角度検出部51a、51bは、光ファイバー50の長手方向に沿って所定の間隔で配設されており、このとき前記曲がり角度検出部51a、51bが交互に設けられている。これは、前記曲がり角度検出部51aが図中で上下方向にのみ曲がるように設定したものであり、前記曲がり角度検出部51bが図中の紙面に対して直交する方向にのみ曲がるように設定したものであるためである。すなわち、前記角度検出部51aと前記角度検出部51bとを略同位置に互いに90度に直交する位置関係で配置して左右方向及び上下方向の検出を行



えるようにしている。その他の構成は上述の実施形態と同様である。

【0060】上述のように1本の光ファイバーに、上下方向にのみ曲がるように設定した曲がり角度検出部と図中の紙面に対して直交する方向にのみ曲がるように設定した曲がり角度検出部とがほぼ同位置になるように一対にして、複数箇所に分けることによって、この1本の光ファイバーを前記第1の実施形態の内視鏡に設けたり、第2実施形態の内視鏡形状検出プローブに設けることによって、内視鏡挿入部の湾曲形状を立体的に検出することができる。このことにより、前記第1実施形態及び第2実施形態で2本の光ファイバーを用いていた構成を1本の光ファイバーで構成することが可能になる。このことにより、内視鏡2や内視鏡40の挿入部7を太くすることなく内視鏡挿入部の形状の検出が可能になる。

【0061】また、内視鏡形状を検出するために使用する光ファイバーを1本にすることにより、内視鏡形状検出制御装置内の1組のレーザー装置、ビームスプリッター、APD及び増幅装置をそれぞれ1つずつにして構成することができる。このことによって、安価な内視鏡形状検出制御装置が構成される。

【0062】なお、本実施形態においては、曲がり角度検出部51a、51bを別体で構成しているが、曲がり角度検出部51a、51bを一体にした構成であってもよい。そのほかの作用及び効果は上述の実施形態と同様である。

【0063】なお、本発明は、以上述べた実施形態のみに限定されるものではなく、発明の要旨を逸脱しない範囲で種々変形実施可能である。

【0064】【付記】以上詳述したような本発明の前記実施形態によれば、以下の如き構成を得ることができる。

【0065】(1) 曲がり角度検出部を複数設けた光ファイバーと、この光ファイバーを内視鏡挿入部内に長手方向に沿わせて配置した内視鏡と、前記光ファイバーにパルス光を供給するパルス光照射手段と、前記光ファイバーに入射した前記パルス光照射手段からのパルス光によって、前記光ファイバーの任意の位置で発生した後方向散乱光を検出する光検出手段と、この光検出手段で検出した後方向散乱光の強度から前記光ファイバーに設けた曲がり角度検出部における曲がり方向及び曲がり角を演算処理すると共に、内視鏡挿入部形状を映像信号に生成する信号処理手段と、を具備する内視鏡形状検出装置。

【0066】(2) 曲がり角度検出部を複数設けた光ファイバーを内蔵した内視鏡形状検出プローブと、この内視鏡形状検出プローブが挿抜自在で、内視鏡挿入部内の長手方向に設けた管路チャンネルを有する内視鏡と、前記光ファイバーにパルス光を供給するパルス光照射手段と、前記光ファイバーに入射した前記パルス光照射手

段からのパルス光によって、前記光ファイバーの任意の位置で発生した後方向散乱光を検出する光検出手段と、この光検出手段で検出した後方向散乱光の強度から前記光ファイバーに設けた曲がり角度検出部における曲がり方向及び曲がり角を演算処理すると共に、内視鏡挿入部形状を映像信号に生成する信号処理手段と、を具備する内視鏡形状検出装置。

【0067】(3) 前記曲がり角度検出部で光ファイバーが曲折している付記1または付記2記載の内視鏡形状検出装置。

【0068】(4) 前記曲がり角度検出部に3つの光ファイバー止めを設けた付記1または付記2記載の内視鏡形状検出装置。

【0069】(5) 前記光ファイバーは、シングルモードファイバーである付記1または付記2記載の内視鏡形状検出装置。

【0070】(6) 前記パルス光照射手段はレーザー装置である付記1または付記2記載の内視鏡形状検出装置。

【0071】(7) 前記レーザー装置が半導体レーザーである付記6記載の内視鏡形状検出装置。

【0072】(8) 前記光検出手段は、アバランシェフォトダイオードである付記1または付記2記載の内視鏡形状検出装置。

【0073】(9) 前記後方向散乱光は、レーリー散乱光である付記1または付記2記載の内視鏡形状検出装置。

【0074】(10) 前記光ファイバーが複数本である付記1または付記2記載の内視鏡形状検出装置。

【0075】(11) 前記光ファイバーは、第1の光ファイバー及び第2の光ファイバーである付記10記載の内視鏡形状検出装置。

【0076】(12) 前記第1の光ファイバーと第2の光ファイバーとが、互いに90度位置ずれて配置されている付記11記載の内視鏡形状検出装置。

【0077】(13) 前記光ファイバーは1本である付記1または付記2記載の内視鏡形状検出装置。

【0078】(14) 前記曲がり角度検出部を、光ファイバーが曲がる方向で90度ずれて交互に配置した付記13記載の内視鏡形状検出装置。

【0079】

【発明の効果】以上説明したように本発明によれば、内視鏡挿入部の外径寸法を太径にすることなく、内視鏡挿入部の形状を容易に検出することが可能な内視鏡形状検出装置を提供することができる。

【0080】内視鏡挿入部を太くすることなく、内視鏡挿入部の湾曲形状検出が可能なことである。

【図面の簡単な説明】

【図1】図1ないし図6は本発明の第1実施形態に係り、図1は内視鏡形状検出装置の概略構成を示す説明図

【図2】内視鏡の挿入部の断面図

【図3】挿入部内に配置されている光ファイバーの概略構成を示す説明図

【図4】形状検出制御装置の構成を示すブロック図

【図5】形状検出制御装置の動作を説明する流れ図

【図6】角度検出部における曲がり状態と光損失との関係を示す図

【図7】図7ないし図9は本発明の第2実施形態に係り、図7は内視鏡の概略構成を示す説明図及び内視鏡挿入部の長手方向断面図

【図8】内視鏡形状検出プローブの構成を示す正面及び長手方向断面図

【図9】内視鏡の管路チャンネル内に内視鏡形状検出プ

ローブが挿入されている状態を示す断面図

【図10】本発明の第3実施形態にかかる光ファイバーの構成を示す説明図

【符号の説明】

3…形状検出制御装置

16…制御装置

21, 22…光ファイバー

31…信号処理回路

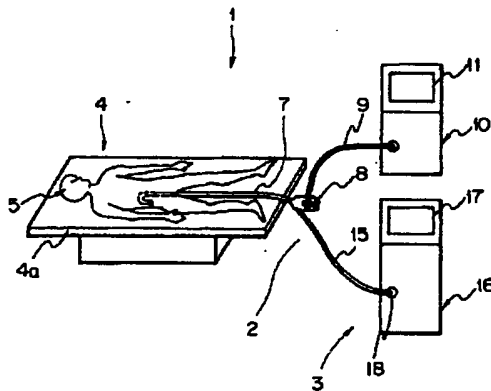
32…パルス発生回路

33a, 33b…レーザー装置

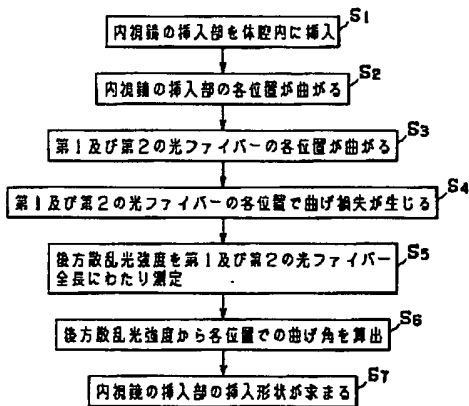
35a, 35b…アバランシュフォトダイオード (APD)

36a, 36b…増幅装置

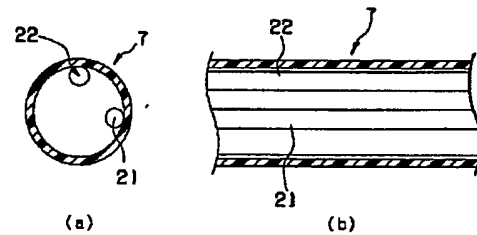
【図1】



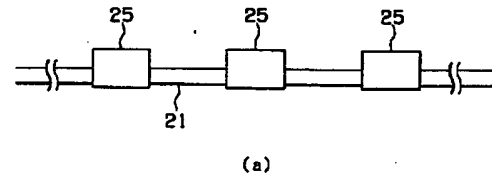
【図5】



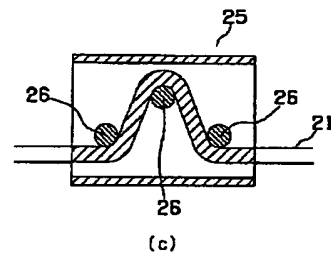
【図2】



【図3】

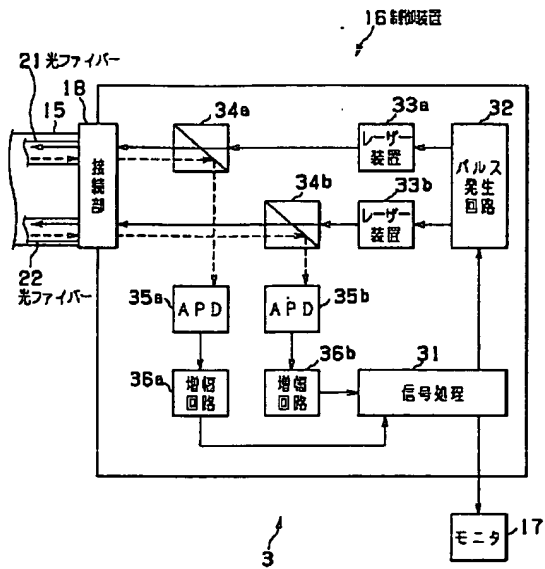


(b)

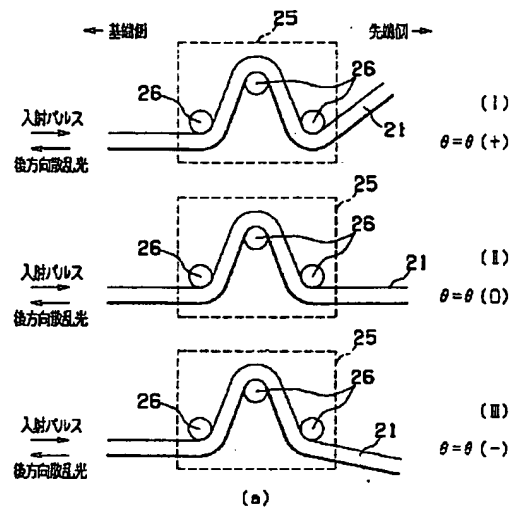


(c)

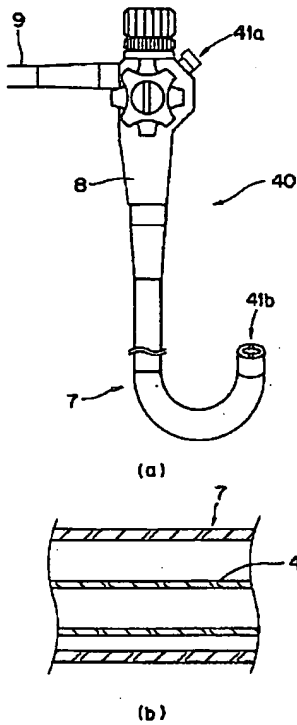
【図4】



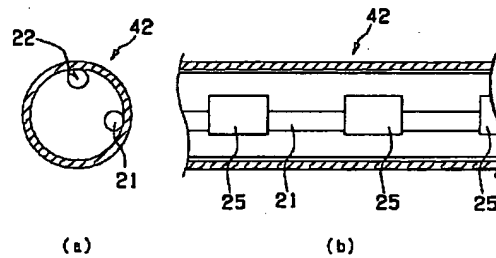
【図6】



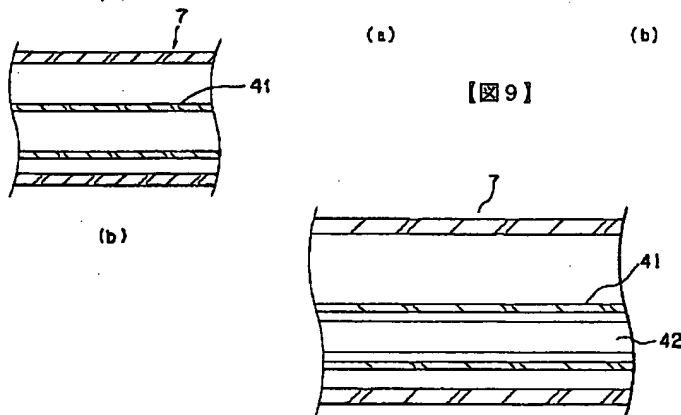
【図7】



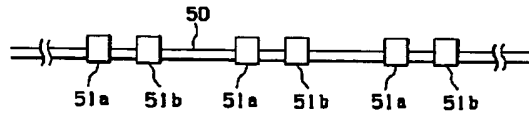
【図8】



【図9】



【図10】



【手続補正書】

【提出日】平成9年12月24日

【手続補正1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0024

【補正方法】変更

【補正内容】

【0024】前記制御装置16は、映像信号を生成する信号処理手段である信号処理回路31と、パルス発生手段であるパルス発生回路32と、パルス光照射手段であるレーザー装置33a、33bと、光方向性結合手段であるビームスプリッター34a、34bと、光検出手段であるアバランシェフォトダイオード（以下APDと略記する）35a、35bと、このAPD35a、35bで検出した信号を増幅する増幅手段であるオペアンプなどの増幅装置36a、36b及び光ファイバーケーブル15の基端部が着脱自在に接続される接続部18とを備えて主に構成されている。

【手続補正2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0072

【補正方法】変更

【補正内容】

【0072】（8）前記光検出手段は、アバランシェフォトダイオードである付記1または付記2記載の内視鏡形状検出装置。

【手続補正3】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】符号の説明

【補正方法】変更

【補正内容】

【符号の説明】

- 3…形状検出制御装置
- 16…制御装置
- 21、22…光ファイバー
- 31…信号処理回路
- 32…パルス発生回路
- 33a、33b…レーザー装置
- 35a、35b…アバランシェフォトダイオード（APD）
- 36a、36b…増幅装置

【手続補正4】

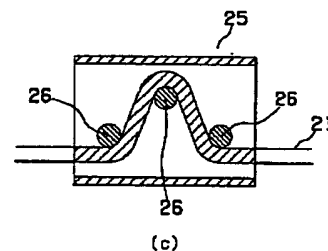
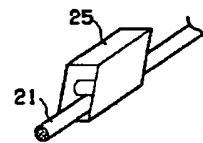
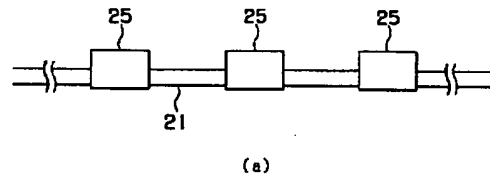
【補正対象書類名】図面

【補正対象項目名】図3

【補正方法】変更

【補正内容】

【図3】



【手続補正5】

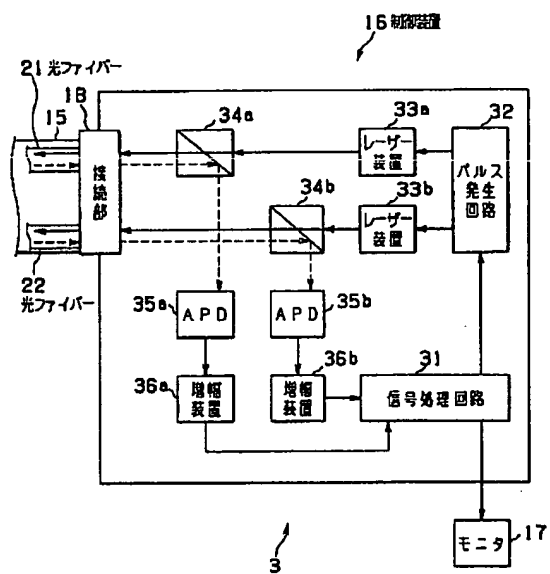
【補正対象書類名】図面

【補正対象項目名】図4

【補正方法】変更

【補正内容】

【図4】



**THIS PAGE BLANK (USPTO)**

This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning  
Operations and is not part of the Official Record

## BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ BLACK BORDERS
- ☐ IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- ☐ FADED TEXT OR DRAWING
- ☒ BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING
- ☐ SKEWED/SLANTED IMAGES
- ☐ COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS
- ☐ GRAY SCALE DOCUMENTS
- ☐ LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT
- ☐ REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY
- ☐ OTHER: \_\_\_\_\_

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.

**THIS PAGE BLANK (USPTO)**